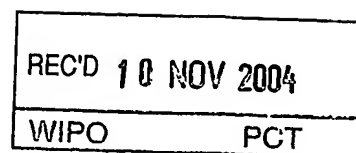




KONGERIKET NORGE
The Kingdom of Norway



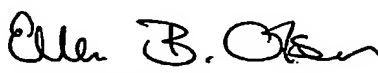
Bekreftelse på patentsøknad nr
Certification of patent application no

▽
20034465

▷ Det bekreftes herved at vedheftede dokument er nøyaktig utskrift/kopi av ovennevnte søknad, som opprinnelig inngitt 2003.10.06

▷ *It is hereby certified that the annexed document is a true copy of the above-mentioned application, as originally filed on 2003.10.06*

2004.10.12


Ellen B. Olsen
Saksbehandler

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



BEST AVAILABLE COPY

1a-m

03-10-06*20034465

2003 -10- 06

D

Søknad om patent

www.patentstyret.no



Ferdig utfylt skjema sendes til adressen nedenfor. Vennligst ikke heft sammen sidene.
Vi ber om at blankettene utfylles maskinelt eller ved bruk av blokkbokstaver. Skjema for
utfylling på datamaskin kan lastes ned fra **www.patentstyret.no**

603

► **Søker** Den som søker om patent blir også innehaver av en eventuell rettighet. Må fylles ut.

Foretakets navn (fornavn hvis søker er person)

Laerdal Medical AS

Etternavn (hvis søker er person)

Alm. tilgj. 7 APR 2005

☒ Kryss av hvis søker tidligere har vært kunde hos Patentstyret

Oppgi gjerne kundenummer

Adresse

Postboks 377

Postnummer

4002

Poststed

Stavanger

Land

Norge

☐ Kryss av hvis flere søkere er angitt i
medfølgende skjema eller på eget ark☐ Kryss av hvis søker(ne) utfører mindre
enn 20 årsverk (se veiledning)☐ Kryss av hvis det er vedlagt erklæring om at
patentsøker(ne) innehar retten til oppfinnelsen

► **Kontaktinfo** Hvem skal Patentstyret henvende seg til? Oppgi telefonnummer og eventuell referanse.

Fornavn til kontaktperson for fullmektig eller søker

Arild

Etternavn

Tofing



Telefon

2 2 9 5 7 4 4 0

Referanse (maks 30 tegn)

P2246NO00

☒ Evt. adresse til kontaktperson

Postnummer

Poststed

Land

▼ **Fullmektig** Hvis du ikke har oppnevnt en fullmektig kan du gå til neste punkt.

Foretakets navn (fornavn hvis fullmektig er person)

Protector Intellectual Property Consultants AS

Etternavn (hvis fullmektig er person)

☒ Kryss av hvis fullmektig tidligere har vært kunde hos Patentstyret

Oppgi gjerne kundenummer 2 1 2 4 3

Adresse

Postboks 5074 Majorstuen

Postnummer

0301

Poststed

Oslo

Land

Norge

► **Oppfinner** Oppfinneren skal alltid oppgis selv om oppfinner og søker er samme person.

Oppfinnerens fornavn

Øystein

Etternavn

Gomo

☐ Kryss av hvis oppfinner tidligere har vært kunde hos Patentstyret

Oppgi gjerne kundenummer

Adresse

Kallagtunet 25

Postnummer

4085

Poststed

Hundvåg

Land

Norge

☐ Kryss av hvis flere oppfinnere er angitt i medfølgende skjema eller på eget ark

ADRESSE

► Postboks 8160 Dep
Københavngaten 10
0033 Oslo

TELEFON

► 22 38 73 00
TELEFAKS
► 22 38 73 01

BANKGIRO

► 8276 01 00192
ORGANISASJONSNR
► 971526157 MVA



PATENTSTYRET®
Styret for det industrielle rettsvern

SØKNAD s 1 av 2

FLERE SØKERE

FLERE OPPFINNERE

PRIORITETER

VEILEDNING



▼ **Tittel** Gi en kort benevnelse eller tittel for oppfinnelsen, ikke over 256 tegn (inkludert mellomrom)

Tittel

Medisinsk pasientsimulator

▼ **PCT** Fylls bare ut hvis denne søknaden er en videreføring av en tidligere innlevert internasjonal søknad (PCT)

Inngivelsesdato (åååå mm dd)

Søknadsnummer

PCT søknadens dato og nummer

PCT

/

▼ **Prioritetskrav** Hvis du ikke har søkt om denne oppfinnelsen tidligere i et annet land eller i Norge, kan du gå videre til neste punkt.

Proritet kreves på grunnlag av tidligere innlevert søknad i Norge eller utlandet

Inngivelsesdato (åååå mm dd)

Landkode

Søknadsnummer

Opplysninger om tidligere søknad Ved flere krav skal tidligste proritet angis her

☐ Flere prioritetskrav er angitt i medfølgende skjema, eller på eget ark

▼ **Mikroorganisme** Fylls bare ut hvis oppfinnelsen omfatter en mikroorganisme

Søknaden omfatter en kultur av mikroorganisme Deponeringssted og nummer må oppgis

Deponeringssted og nummer (benytt gjerne eget ark)

☐ Prøve av kulturen skal bare utleveres til en særlig sakkyndig

▼ **Avdelt/utskilt** Hvis du ikke har søkt om patent i Norge tidligere, kan du gå videre til neste punkt.

Søknaden er avdelt eller utskilt fra tidligere levert søknad i Norge

☐ Avdelt søknad

Dato (åååå mm dd)

Søknadsnummer

☐ Utskilt søknad

Informasjon om opprinnelig søknad/innsendt tilleggsmateriale

▼ **Annet**

☐ Søknaden er også levert per telefaks

Oppgi dato (åååå mm dd)

☐ Jeg har bedt om forundersøkelse

Oppgi nr (årstall nummer - bokstav)

► **Vedlegg** Angi hvilken dokumentasjon av oppfinnelsen du legger ved samt andre vedlegg

☒ Eventuelle tegninger i to eksemplarer

Oppgi antall tegninger

6

☒ Beskrivelse av oppfinnelsen i to eksemplarer

☒ Patentkrav i to eksemplarer

☒ Fullmaktsdokument(er) *Copy tidligere innsendt general fullmakt*

☒ Sammendrag på norsk i to eksemplarer

☐ Overdragelsesdokument(er)

☐ Dokumentasjon av eventuelle prioritetskrav (prioritetsbevis)

☐ Erklæring om retten til oppfinnelsen

☐ Oversettelse av internasjonal søknad i to eksemplarer (kun hvis PCT felt over er fylt ut)

► **Dato/underskrift** Sjekk at du har fylt ut punktene under "Søker", "Oppfinner" og "Vedlegg". Signer søknaden

Sted og dato (blokkbokstaver)

Oslo 06 10 2003

Navn i blokkbokstaver

Pie Simonsen Haug

Signat Intellectual Property Consultants AS

P.O. Box 5874 Majorstua N-0301 Oslo

Norge

NB! Søknadsavgiften vil bli fakturert for alle søknader (dvs at søknadsavgiften ikke skal følge søknaden)
Betalingsfrist er ca 1 måned se faktura



PATENTSTYRET
Styret for det industrielle rettsvern

PATENTSTYRET

P2246NO00 - AT

Søker(e)

03-10-06*20034465

Laerdal Medical AS
Postboks 377
4002 Stavanger

Oppfinner(e)

Øystein Gomo
Kallagtunet 25
4085 Hundvåg

Medisinsk pasientsimulator

Den foreliggende oppfinnelse vedrører en medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn

- 5 Oppfinnelsen vedrører systemer beregnet for pasient-simulatorer (spesielt dukker) som benyttes i medisinsk undervisning og trening. Det er et formål at dukken oppviser ulike sykdomstegn og både normale- og unormale kroppsfunksjoner for å gi brukerne mulighet til å stille diagnoser og foreta korrektive tiltak

- 10 Bakgrunnen for et første aspekt ved den foreliggende oppfinnelse er et ønske fra markedet om å få pustemønsteret interkostale inndragninger (såkalt "retraction") simulert, slik at man kan få et grunnlag for å diagnostisere pusteproblemer hos pasienten. Pr i dag finnes det ingen pasient-simulator som etterligner dette spesielle pustemønsteret

- 15 Brystretraksjoner forekommer der en pasient har vanskelig for å puste p g a blokkering av luftveiene eller kraftig astma, og lungene bruker store krefter for å få luften til å passere. Retraksjonene synes som en innsynkning av mellomgulvet (huden "suges" inn mellom ribbena og i underkant av ribbena, d v s nedenfor brystbenet)

- 20 Den ovenfor nevnte oppgaven er ifølge oppfinnelsen løst ved at midler trekker ned simulatorens brystskinn i et område tilsvarende et område hvor slike inndragninger forekommer på et virkelig menneske

- 25 Fortrinnsvise kan dette utføres ved at brystskinnen har en elastisk stropp festet eller integrert på skinnets innside midt i det området hvor retraksjoner forekommer

- I en foretrukket utførelsesform trekker en pneumatisk mekanisme i denne stroppen synkront med lungenes heving og senkning av brystet og gir den ønskede innsynkningen i huden over mellomgulvet

- 30 Dette muliggjør øvelse på diagnostisering og behandling av et luftveisproblem som pr i dag ikke eksisterer i noen annen pasient-simulator. Funksjonen kan fortrinnsvis slås på og av fra instruktørens PC eller via en fjernkontroll

I alternative utførelser kan stroppen kan være limt eller sveiset fast til brystskinnen eller den kan være støpt i ett med resten av skinnet. Sistnevnte gir mulighet for en effektiv produksjon

5

Fortrinnsvis kan skinnet kan trekkes ned vha pneumatikk og en arm-mekanisme

Alternativt kan skinnet kan trekkes ned vha en elektromekanisk mekanisme, f.eks. en elektromotor eller en solenoide

10

Alternativt til en stropp kan magnetisk materiale kan være festet til eller støpt inn i brystskinnets aktuelle område. Nedtrekkingen iverksettes ved å aktivere en elektromagnet plassert et stykke under skinnet

15 I en ytterligere alternativ utførelse kan retraksjonene fremkomme som resultat av et sug på undersiden av det aktuelle området. Dette kan praktisk løses ved å lage et tett rom under skinnet ved å

• Støpe vertikale vegger som et sammenhengende "skjørt" rundt det aktuelle området tettet med et stivt "lokk" i bunnen. Lokket i bunnen er forsynt med en nippel for luft-evakueringen, og er forhindret fra å trekkes oppover når luften suges ut av rommet

20

• Sveise folie mot undersiden av skinnet slik at det dannes en trakt ned mot en luftnippel i midten. Nippelen er forhindret fra å trekkes oppover når luften suges ut av rommet

25 • La huden ligge over en tett "kopp" med fasong tilpasset anatomien i det aktuelle området. Randen av koppen har pakningsfunksjon mot huden. Luften kan evakueres ved at den pumpes ut, eller ved at koppens vegger fungerer som en sylinder der et stempel trekkes ned for å danne undertrykket

30

I et andre aspekt ved den foreliggende oppfinnelse tas det sikte på å oppnå en pasientsimulator med mulighet for å endre lungenes stivhet (compliance), dvs

lungenes motstand mot ventilering (kunstig åndedrett) Dette muliggjør øvelse på diagnostisering og behandling av et luftveisproblem som pr i dag ikke eksisterer i noen annen pasientsimulator Funksjonen kan fortrinnsvis slås på og av fra instruktørens PC eller via en fjernkontroll

5

Det finnes pr i dag ingen annen pasientsimulator som kan gi ulike lungestivheter

Ulik lungestivhet kan ifølge oppfinnelsen simuleres ved å plassere lungen eller lungene mellom to plater i brystet Platenes innbyrdes avstand eller motstand mot å bevege seg fra hverandre kan endres, slik at det blir tyngre å fylle lungen(e) med luft

10

Den nedre platen kan f.eks. være fast, mens den øvre kan være bevegelig Den øverste presses opp når lungene fylles med luft ved kunstig åndedrett og simulerer brysthevning Den normale motstanden mot denne ventileringen gis av at brystskinnen strekkes når brystet hever seg Ved å imitere økt lungestivhet aktiveres en pneumatisk drevet mekanisme som trekker den øvre brystplaten ned mot den nedre Lungeposen utsettet derfor for et trykk Brukeren vil dermed merke at det blir tyngre å blåse luft inn i lungene

15

I en utførelsesform av oppfinnelsen kan stramningen av platene som omslutter lungeposen utføres ved hjelp av en elektromekanisk mekanisme

20

Det elastiske legemet kan være en elastisk stropp, strikk eller en strekkfjær

Kraften kan eventuelt inverteres slik at en trykkfjær eller et mykt, komprimerbart legeme gir motstanden mot lungeekspansjonen

25

Ved pneumatisk drift av aktuatoren for bevegelse av den øvre platen, kan det elastiske legemet erstattes med en stiv låsemekanisme Luftputen som strammer opp låsemekanismen sørger da for den nødvendige fjæringen

30

Alternativt kan variabel lungestivhet også fremkomme som et resultat av varierende stramming av brystskinnen Dette kan for eksempel gjøres ved at en pneumatisk eller

elektromekanisk mekanisme drar i hudens festepunkter på dukkens sider eller rygg slik at huden strammes over brystet og dermed gir økt motstand mot lungeposens ekspansjon

5

I et tredje aspekt ved den foreliggende oppfinnelse tilveiebringes en pasientsimulator som er i stand til å simulere muskulær aktivitet hos pasienten

10 Bakgrunnen for dette er en idé om å øke simulatorens realisme ved å benytte det elektropneumatiske kontrollsyste­met som likevel finnes i simulatoren til å simulere muskulær aktivitet hos pasienten og å simulere en fysisk reaksjon på det elektriske sjokket en pasient utsettes for ved defibrillering av hjertet

15 Det er kjent en simulator som kan bevege en arm for å simulere muskulær aktivitet Det har tidligere vært en BLS-dukke på markedet som v h a en elektromekanisk løsning kunne gi en fysisk reaksjon på defibrillering Det er uvisst hvorfor denne dukken ikke lenger er i handelen og hvorvidt den valgte tekniske løsningen fungerte tilfredsstillende

20 Det finnes imidlertid ikke simulatordukker som kan bevege selve kroppen (torsoen) for å simulere spasmer eller begynnende bevissthet ved oppvåkning fra narkose og lignende Bevegelse av selve torsoen for å gi livstegn er ikke tidligere kjent fra noen annen pasientsimulator

25 Det er derfor utviklet et system som både simulerer normal og unormal kroppsbevegelse og reaksjon på defibrillering Dette løses ifølge oppfinnelsen ved at torsoen omfatter minst to aktuatorer anordnet på høyre h h v venstre side av torsoens rygg, hvilke aktuatorer er innrettet til å drives i følgende modi

- for simulering av normal muskulær bevegelse, vekselvis og regelmessig
- 30 - aktivering av aktuatoren på høyre og venstre side,
- for simulering av muskulære spasmer, hurtig og uregelmessig aktivering
- av aktivering av aktuatoren på høyre og venstre side

- for simulering av defibrillering, rask aktivering av begge aktuatorer samtidig, en gang for hver defibrillering

Fortrinnsvis er aktuatorene luftputer

5

Fortrinnsvis anordnes én luftpute på høyre og én luftpute på venstre side. Når det injiseres luft inn i disse vil dukken reise seg litt opp fra underlaget den ligger på. Ved å igangsette hurtig, uregelmessig aktivering av luftputene skapes tilfeldige spasmelignende reaksjoner. Ved større, mer regelmessige fyllinger og tømminger av luftputene på vekselvis høyre og venstre side simuleres normal kroppsbevegelse hos en pasient som kommer til bevissthet.

Disse bevegelsesmønstrene kan aktiveres fra instruktørens PC, evt. via en fjernkontroll. I tillegg kan simulatoren være forsynt med en sensor som detekterer defibrillering. Når et slikt elektrisk sjokk blir gitt, fylles begge luftputene umiddelbart opp til maksimal fyllingsgrad for så å tømmes helt igjen. Dette gir en hurtig heving og senkning av kroppen, noe som simulerer en menneskekropp der musklene spennes av det elektriske sjokket.

I et fjerde aspekt av den foreliggende oppfinnelse tilveiebringes et system for styring av ulike pneumatiske funksjoner i pasientsimulatorer (dukker) som benyttes i medisinsk undervisning og trening. For mange av disse funksjonene er det viktig å kunne sette ulike nivåer, for eksempel pustedybde (fyllingsgrad av lungene), grad av opphovninger i munnhule og luftveier og størrelsen på kroppsbevegelser. Man må også kunne begrense det maksimale trykket hver aktuator blir utsatt for på grunn av fare for brist og lekkasjer.

Det er således et ønske om å få kontroll med det faktiske lufttrykket i hver aktuator (luftpute) for så å kunne bruke dette aktivt i styringen av de enkelte funksjonene.

30

I dag benyttes en teknikk der trykket i hver aktuator fremkommer som en funksjon av fyllingstiden. Funksjonene programmeres individuelt basert på

erfaringsdata av trykkoppbygning som funksjon av fyllingstid. Problemet med denne løsningen er at den krever fullstendig tømming av den enkelte aktuator før den fylles på nytt. Dersom dette ikke skjer, vil neste fylling (som foregår over like lang tid som før) komme i tillegg til restluften fra forrige fylling, og skape et for høyt trykk. Dette problemet oppstår ved gjentakende aktivering der frekvensen er høy (som for eksempel ved simulering av hurtig pusting). Siden dette systemet ikke har noen trykktilbakemelding, vil en gjentakende fylling uten tilstrekkelig tid til fullstendig tømming føre til en stadig trykkoppbygning. Denne effekten har i flere tilfeller ført til at aktuatorer (luftputer) har røket på og a

5
10 overtrykk

Ifølge den foreliggende oppfinnelse foreslås det derfor å måle trykket i hver enkelt aktuator og brukes trykkverdiene til å sette grense for fyllingsgraden. For å unngå dobbelt sett med luftslanger (en for luft inn- og ut av aktuator og en for trykkmåling), i

15 dukker hvor det allerede fra før av kan være mange slanger og lite plass, måles trykket nærmere trykkilden (ventilen) for den enkelte aktuator. For å minimere effekten av et trykkoversving umiddelbart etter åpning av ventilen, måles trykket etter en dyse som begrenser luftstrømmen og gir trykkmålinger som er tilnærmet lik trykket i aktuatoren.

20 I et femte aspekt ved den foreliggende oppfinnelse tas det sikte på å tilveiebringe variable fontaneller i en spedbarnssimulator

Dette tilveiebringes ifølge oppfinnelsen ved å anordne en eller flere luftputer i minst ett fontanelleområde på simulatorens hode, hvilke(n) luftpute(r) kan fylles med luft for å

25 simulere økt trykk i hjernen

Oppfinnelsen skal nå beskrives mer detaljert i sine ulike aspekter ved hjelp av utførelseseksempler og under henvisning til de medfølgende tegninger, der

30 Figur 1 viser i perspektiv og delvis i snitt et utsnitt av en pasientsimulator,

Figur 2 viser et lengdesnitt gjennom en pasientsimulator,

Figur 3 viser i perspektiv og delvis i snitt et utsnitt av en pasientsimulator, med ytterligere deler synlige i forhold til figur 1,

- 5 Figur 4 viser et lengdesnitt gjennom en pasientsimulator, med ytterligere deler synlige i forhold til figur 2,

Figur 5 viser et tverrsnitt gjennom en pasientsimulator og

- 10 Figur 6 viser skjematisk et diagram over et luftkontrollsystem ifølge oppfinnelsen

Når det i det etterfølgende benyttes de orienteringsbestemte ordene "over" og "under" skal dette forstås i forhold til orienteringen i figurene, hvor pasientsimulatoren er avbildet liggende på ryggen. Andre orienteringsbestemte ord som benyttes er "nedenfor" og "ovenfor". Dette skal forstås i forhold til når dukken står oppreist. Bruken av disse ordene er rent praktisk for å forenkle beskrivelsen av oppfinnelsen og skal på ingen måte forstås å begrense oppfinnelsen til å måtte benyttes i noen bestemt stilling.

- 20 Figur 1 viser i perspektiv og delvis i snitt et utsnitt av en pasientsimulator. Man ser en del av et hode 1 og en torso 2. Torsoen 2 omfatter et brystskinn 3. Under brystskinnets ligger et skall 4, som skal illudere ribben og brystben. Under dette skallet ligger en første plate 5, som også kan betegnes en øvre plate. Under platen 5 ligger en eller fortrinnsvis to lunger 6, en på høyre og en på venstre side av brystkassen. Under lungen(e) 6 ligger en andre eller nedre plate 7.

Til brystskinnets 3 er det i et område nedenfor skallet er det festet eller integrert en stropp 8 i brystskinnets. Fortrinnsvis er dette gjort ved å støpe brystskinnets 3 og stroppen 8 i samme trinn.

30

Stroppen 8 er forbundet med en arm 9, som er innrettet til å trekke i stroppen 8.

I figur 2 er det ovennevnte vist i form av et lengdesnitt gjennom simulatoren. Man ser også her brystskinnen 3, skallet 4, den øvre platen 5, lungen(e) 6, den nedre platen 7, stroppen 8 og armen 9. Armen 9 er opplagret i sin ene ende i et hengsel 10. Mellom armen 9 og den øvre platen 5 er det plassert en luftpute 11. Luftputen 11 er via en
 5 slange 12 tilknyttet en trykkluftkilde (ikke vist). Lungen 6 er tilknyttet en trykkluftkilde (ikke vist) via en slange 13.

Ved simulert pusting med inndragninger pumpes luft inn i lungen(e) 6 og slippes deretter ut igjen gjentatte ganger. Samtidig som luften vekselvis pumpes inn og slippes
 10 ut av lungen(e) 6 fylles luftputen 11 i samme takt. Fyllingen skjer på et bestemt tidspunkt under lungefyllingen som best tilsvarer tidspunktet for inndragningen hos et levende menneske.

Når luftputen 11 fylles svinger armen 9 om hengselet og armens 9 ytre ende beveger seg
 15 nedover (i figur 2), som vist stiplet. Derved trekkes det i stroppen 8 og brystskinnen 3 trekkes ned i området rundt stroppen 8, som vist stiplet.

Når inndragningsfunksjonen ikke er i bruk vil ikke mekanismen ha noen synlig innvirkning på brystskinnen. Dette siden armen 9 er festet til den øvre platen 5 og
 20 beveger seg i sin helhet sammen med denne.

Figur 3 viser en perspektivskisse som ligner figur 1. Imidlertid viser figur 3 også mekanismen for å redusere bevegeligheten av platen 5. Denne omfatter en arm 14, som ved sin ene ende er opplagret i et hengsel 15. Ved sin motsatte ende er armen 14
 25 forbundet med et elastisk legeme 16.

Figur 14 viser et snitt som ligner snittet i figur 2, men her er også mekanismen for å redusere bevegeligheten av platen 5 vist. Vi ser armen 14, hengselet 15 og det elastiske legemet 16. Det elastiske legemet 16 står i operativt inngrep med den nedre platen 7.
 30 For å unngå at den elastiske stroppen hindrer bevegelse av platen 5 ved normal lungestivhet har stroppen en dødgang i forhold til platen 7, vist ved 17. Stroppen 16 kan som vist være en endeløs strikk.

- Mellom platen 5 og armen 14 er det plassert en luftpute 18. Denne er forbundet med en trykkluftkilde (ikke vist) via en slange 19. Når luftputen fylles med luft løftes armen 14 til stillingen vist stiplet ved 14'. Dødgangen mellom stroppen 16 og platen 7 reduseres eller elimineres derved. Når lungen 6 deretter skal fylles, vil stroppen 16, som virker mellom armen 14 og den nedre platen 7 og derved også mellom den øvre platen 5 og den nedre platen 7, motvirke bevegelsen av den øvre platen 5 bort fra den nedre platen 7. Lungene 6 vil derved oppleves som stivere idet det blir tyngre å fylle disse med luft.
- Figur 5 viser et tverrsnitt gjennom torsoen 2 til en pasientsimulator. Her er det illustrert et ryggskall 20. Ryggskallet tjener til å avstive torsoen. På ryggskallets 20 ytterside er det utformet to utsparinger 21 og 22, på h h v høyre og venstre side av torsoen. I hver utsparring 21, 22 er det anordnet en luftpute 23 h h v 24. Luftputene 23, 24 er tilknyttet en trykkluftkilde (ikke vist) via en respektiv slange 25, 26.
- For å oppnå hurtig tømning av luftputene kan disse være utstyrt med en åpning som raskt slipper luften ut etter en fylling. Åpningen er for liten til å hindre at luftputen ikke fylles ved en rask tilførsel av trykkluft, men stor nok til at luften slippes raskt ut etter at tilførselen er stanset.
- Luftputene 23, 24 kan benyttes i følgende modi
- Simulering av normal muskulær bevegelse. Vekselvis og regelmessig fylling og utslipping av luft på høyre og venstre side.
- Simulering av muskulære spasmer. hurtig og uregelmessig (tilfeldig) fylling og tømning av høyre og venstre luftpute. Fyllingen og tømningen kan delvis være fullstendig og delvis ufullstendig.
- Simulering av defibrillering. Rask fylling av begge luftputer samtidig, en gang for hver defibrillering.

Ved defibrillering detekteres den elektriske strømmen fra defibrillatoren og pasientsimulatorens styringssystem settes i defibrilleringsmodus. Når det elektriske sjokket utløses vil derfor putene fylles hurtig og samtidig

- 5 Figur 6 viser skjematisk et kontrollsystem for å kontrollere fyllingen av luftputer og/eller lunger i en pasientsimulator

En pneumatisk aktuator (f.eks. luftpute eller lunge) 27 er tilkoblet en slange 28. Slangen er på sin side tilkoblet en tømmeventil 29, som har et luftutløp 30. Slangen 28 er også
10 forbundet med en første luftkanal 31, som i sin tur er tilkoblet en trykksensor 32. Luftkanalen 31 er også forbundet med en andre luftkanal 33, som på sin side er forbundet med en fylleventil 34. Fylleventilen 34 er på sin side forbundet med en trykkluftkilde (ikke vist). Via et innløp 36 i den andre luftkanalen 33 er det anordnet en strupning eller dyse 35.

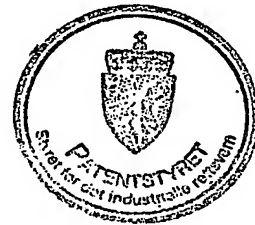
15 Fylleventilen 34, tømmeventilen 29, dysen 35, trykksensoren 32 og den første og andre luftkanalen 31, 33 benevnes i felleskap en styringsenhet 37 og befinner seg fysisk i nærheten av hverandre og i avstand fra aktuatoren 27.

20 Når aktuatoren 27 skal fylles med luft betjenes fylleventilen slik at denne åpner. Luft strømmer da via den andre luftkanalen 33 og dysen 35 inn i den første luftkanalen 31 og videre til slangen 28 og aktuatoren 27. Dysen 35 sørger for en trykkutjevning slik at trykket i den første luftkanalen 31 (og som er trykket trykksensoren 32 føler) blir omtrent likt trykket i aktuatoren 27. Dysen 35 vil forsinke fyllingen av aktuatoren 27
25 noe men bør ikke gjøre dette i betydelig grad. Strupningen til dysen 35 er derfor et kompromiss mellom hurtig fylling av aktuatoren 27 og trykkutjevning mellom trykksensoren 32 og aktuatoren 27. Tilpasningen av dysen 35 vil derfor være avhengig av hvilken funksjon aktuatoren 27 skal ha. Ved aktuatorer som må fylles hurtig, f.eks. luftputene 23 og 24 ovenfor, må strupningen i dysen 35 i svært liten grad hindre luften i
30 å strømme til aktuatoren. Ved en lunge 6 skjer fyllingen over lengre tid. Det er imidlertid desto viktigere å kontrollere trykket. Derfor stilles det større krav til trykkutjevning, og strupningen må i større grad forsinke luftstrømmen.

Når det ønskede trykket er nådd i den første luftkanalen 31 stenges fylleventilen 34
Dersom aktuatoren 27 skal tømmes igjen med en gang (slik tilfellet er ved en lunge)
åpnes tømmeventilen 29 og luften strømmer ut

5

Dersom aktuatoren 27 ikke er helt tømt for luft før neste fylling startes (noe som lett kan
skje ved f eks simulering av hurtig pusting) vil trykket i aktuatoren, slangen 28 og den
første luftkanalen 31 være høyere enn ved starten av forrige fylling Imidlertid vil
trykksensoren stanse fyllingen ved det samme trykket som tidligere Overfylling av
10 aktuatoren og eventuell brist i denne vil derved forhindres



P a t e n t k r a v

1

Medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn,

- 5 omfattende en torso som inneholder minst én kunstig lunge, et brystskinn som i det minste delvis ligger utenpå torsoen, k a r a k t e r i s e r t v e d at den også omfatter midler for å trekke ned simulatorens brystskinn i et område tilsvarende et område hvor slike inndragninger forekommer på et virkelig menneske

10 2

Simulator ifølge krav 1, k a r a k t e r i s e r t v e d at ved at brystskinnet har en elastisk stropp festet eller integrert på skinnets innside omtrent midt i det området hvor retraksjoner forekommer

15 3

Simulator ifølge krav 2, k a r a k t e r i s e r t v e d at en pneumatisk mekanisme er innrettet til å trekke i stroppen synkront med lungen(e)s heving og senkning av brystet, for å gi den ønskede innsynkningen i brystskinnet

20 4

Medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn, omfattende en torso som inneholder minst én kunstig lunge, med mulighet for å endre lungen(e)s stivhet (compliance), k a r a k t e r i s e r t v e d at lungen eller lungene er anordnet mellom to plater i torsoen og at platenes innbyrdes avstand eller motstand
25 mot å bevege seg fra hverandre kan endres

5

Simulator ifølge krav 4, k a r a k t e r i s e r t v e d at den nedre platen er fast, mens den øvre er bevegelig

30

6

Simulator ifølge krav 5, karakterisert ved at en pneumatisk drevet mekanisme som trekker den øvre platen ned mot den nedre platen

5 7

Medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn, omfattende en torso, for simulering av muskulær aktivitet hos en pasient, karakterisert ved at torsoen omfatter minst to aktuatorer anordnet på høyre og venstre side av torsoens rygg, hvilke aktuatorer er innrettet til å drives i følgende modi

- 10 - for simulering av normal muskulær bevegelse, vekselvis og regelmessig aktivering av aktuatoren på høyre og venstre side,
- for simulering av muskulære spasmer, hurtig og uregelmessig aktivering av aktivering av aktuatoren på høyre og venstre side
- for simulering av defibrillering, rask aktivering av begge aktuatorer
- 15 samtidig, en gang for hver defibrillering

8

Simulator ifølge krav 7, karakterisert ved at aktuatorene er luftputer

20 9

System for styring av ulike pneumatiske funksjoner i en pasientsimulator, karakterisert ved at et trykk som er representativt for hver enkelt aktuator måles og fyllingen stanses når et på forhånd gitt trykk er nådd, idet en trykksensor for måling av det representative trykket er anordnet i avstand fra aktuatoren og en strupning er

25 anordnet oppstrøms av trykksensoren for utjevning av trykkforskjellen mellom trykksensoren og aktuatoren

10

Medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn,

30 omfattende et hode, karakterisert ved at en eller flere luftputer i minst ett fontanelleområde på simulatorens hode, hvilke(n) luftpute(r) er innrettet til å fylles med luft for å simulere økt trykk i hjernen



Sammendrag

P2246NO00

Medisinsk pasientsimulator, spesielt en simulator for simulering av et spedbarn, omfattende en torso som inneholder minst én kunstig lunge. Simulatoren omfatter også et brystskinn som i det minste delvis ligger utenpå torsoen og midler for å trekke ned simulatorens brystskinn i et område tilsvarende et område hvor slike inndragninger forekommer på et virkelig menneske. Simulatoren har også mulighet for å endre lungen(e)s stivhet i det lungen eller lungene er anordnet mellom to plater i torsoen og platenes innbyrdes avstand eller motstand mot å bevege seg fra hverandre kan endres. Simulatoren omfatter også mulighet for simulering av muskulær aktivitet hos en pasient ved at torsoen omfatter minst to aktuatorer anordnet på høyre h h v venstre side av torsoens rygg. Simulatoren omfatter også et system for styring av ulike pneumatiske funksjoner i en pasientsimulator ved at et trykk som er representativt for hver enkelt aktuator måles og fyllingen stanses når et på forhånd gitt trykk er nådd. Simulatoren omfatter også et hode med en eller flere luftputer i minst ett fontanelleområde på simulatorens hode, hvilke(n) luftpute(r) er innrettet til å fylles med luft for å simulere økt trykk i hjernen.

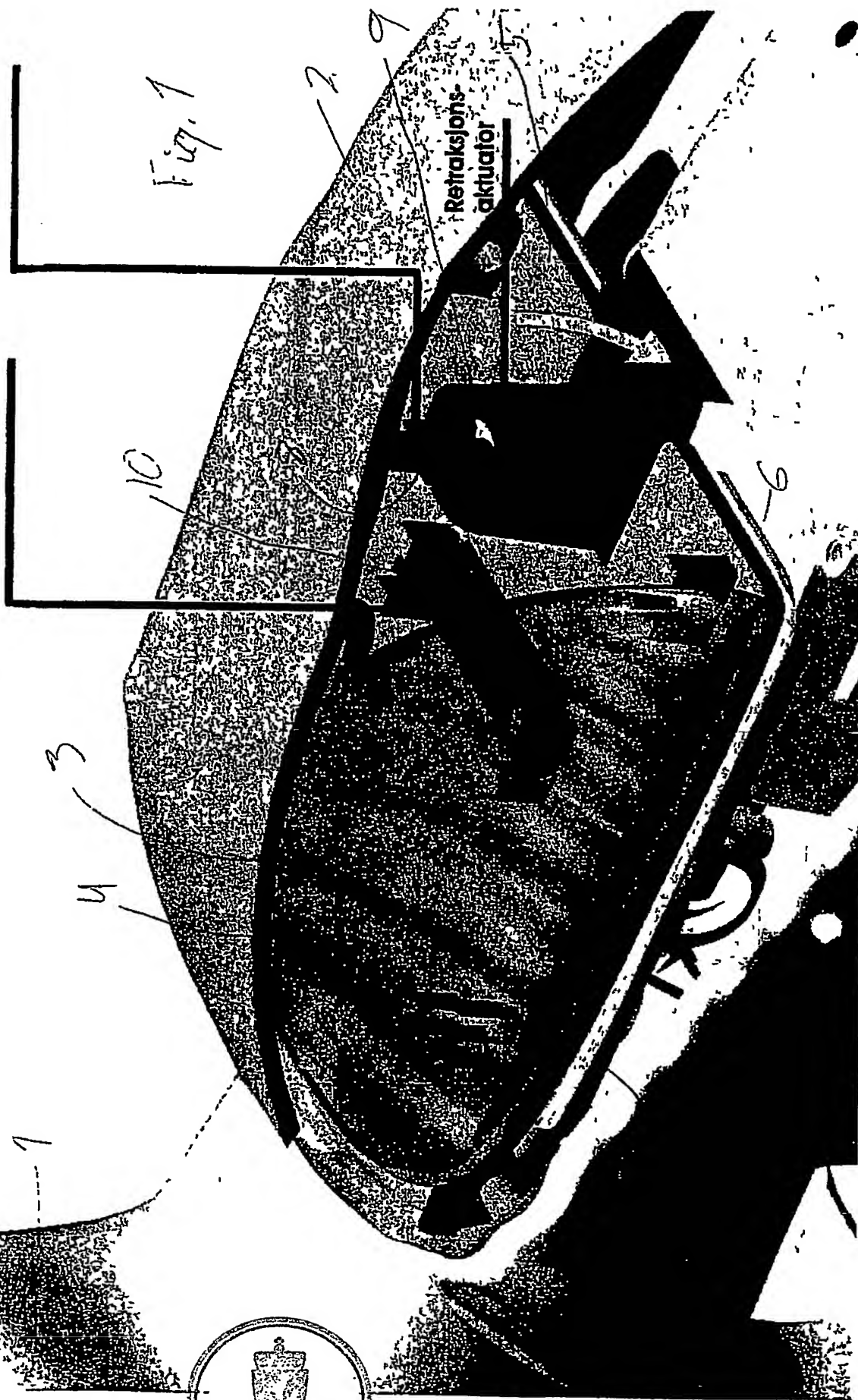
Figur 2



Ved normal pustling heves- og senkes brystet ved at luftputer på undersiden av øvre brystplate fylles med luft- og lømmes igjen regelmessig. Retraksjons-aktuatoren følger med i denne pustebevegelsen og glir derfor ingen deformering av bryst-huden.

1 En luftpute på undersiden av øvre brystplate presser retractsjons-aktuatoren ned når den fylles med trykkluft. Fylling og tømning av denne luftputen er synkronisert med den normale pustebevegelsen.

2 Retraksjonsaktuatoren trekker ned en stropp som drar brysthuden ned slik at det dannes en innsynkning under ribbena.



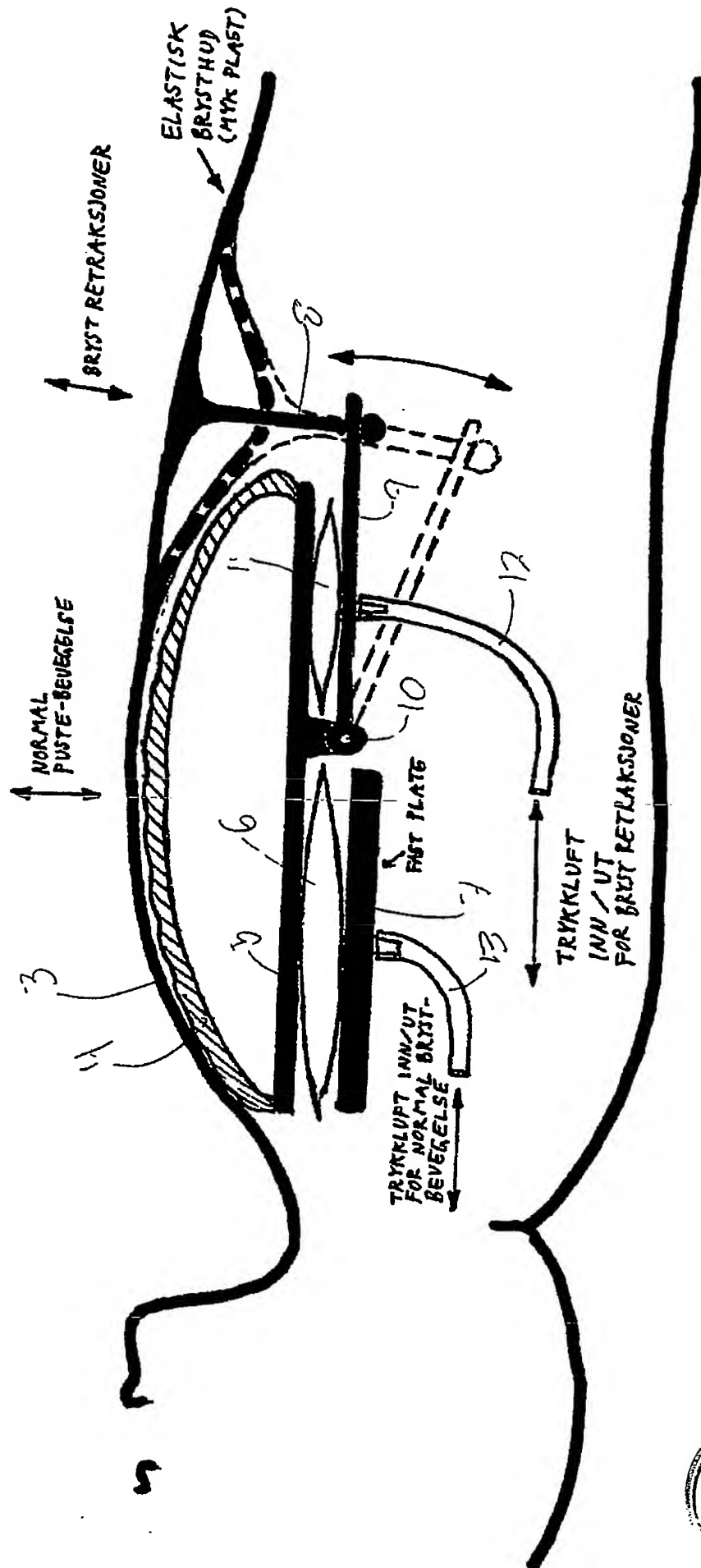
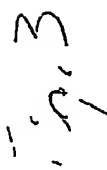


Fig. 1



2

1



PRINSIPPSKISSE FOR VARIABEL LUNGESTIVHET

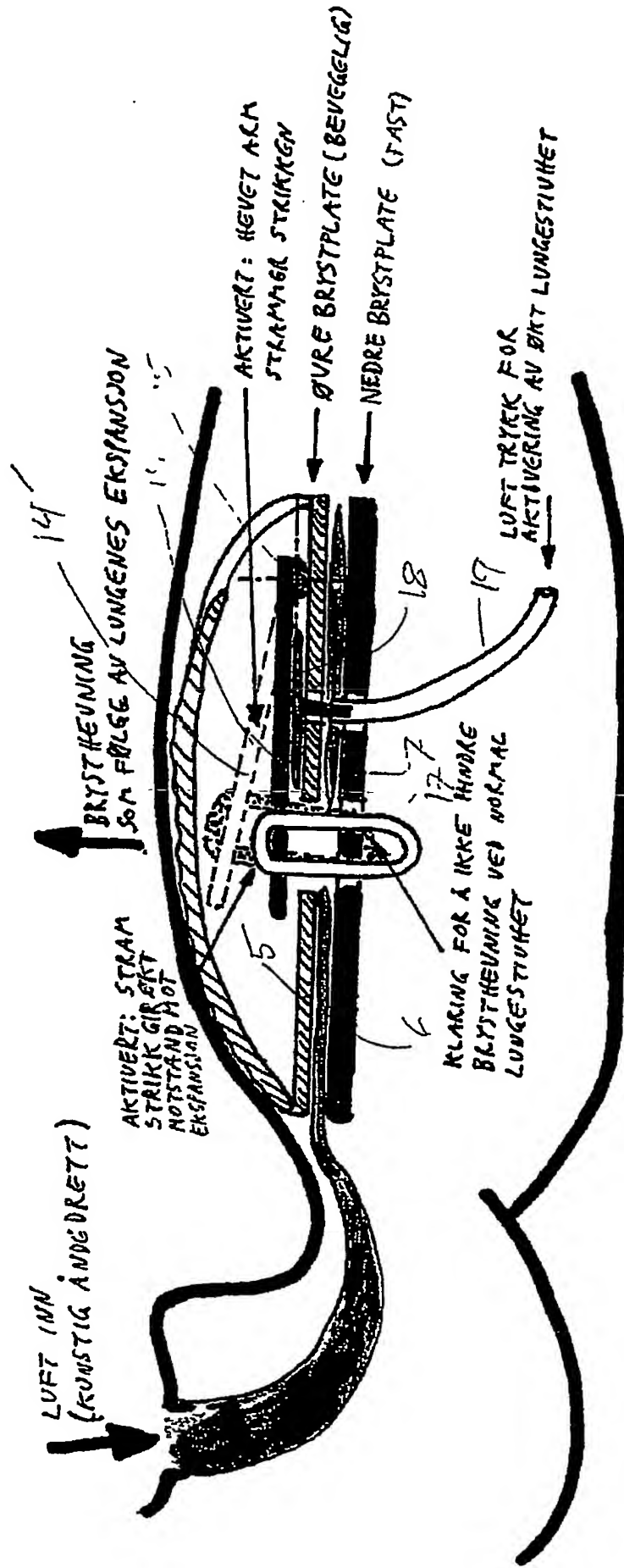


Fig. 4



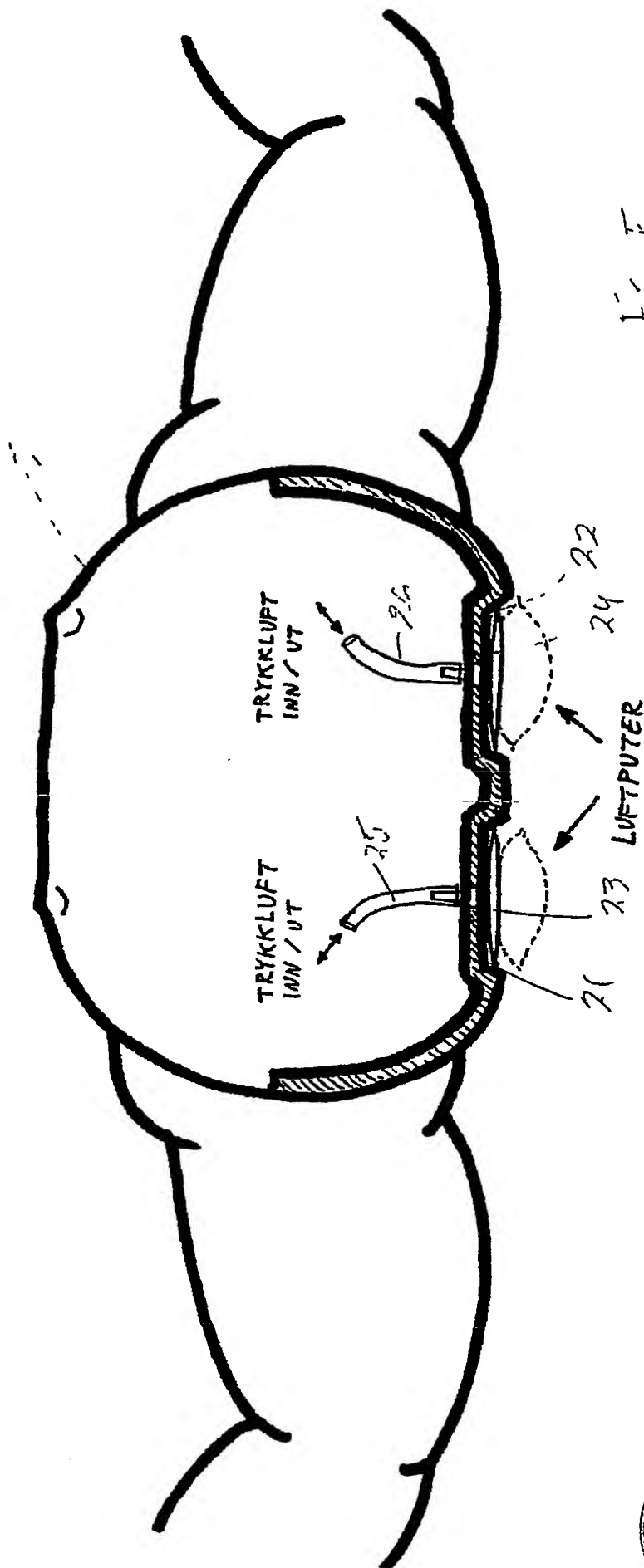
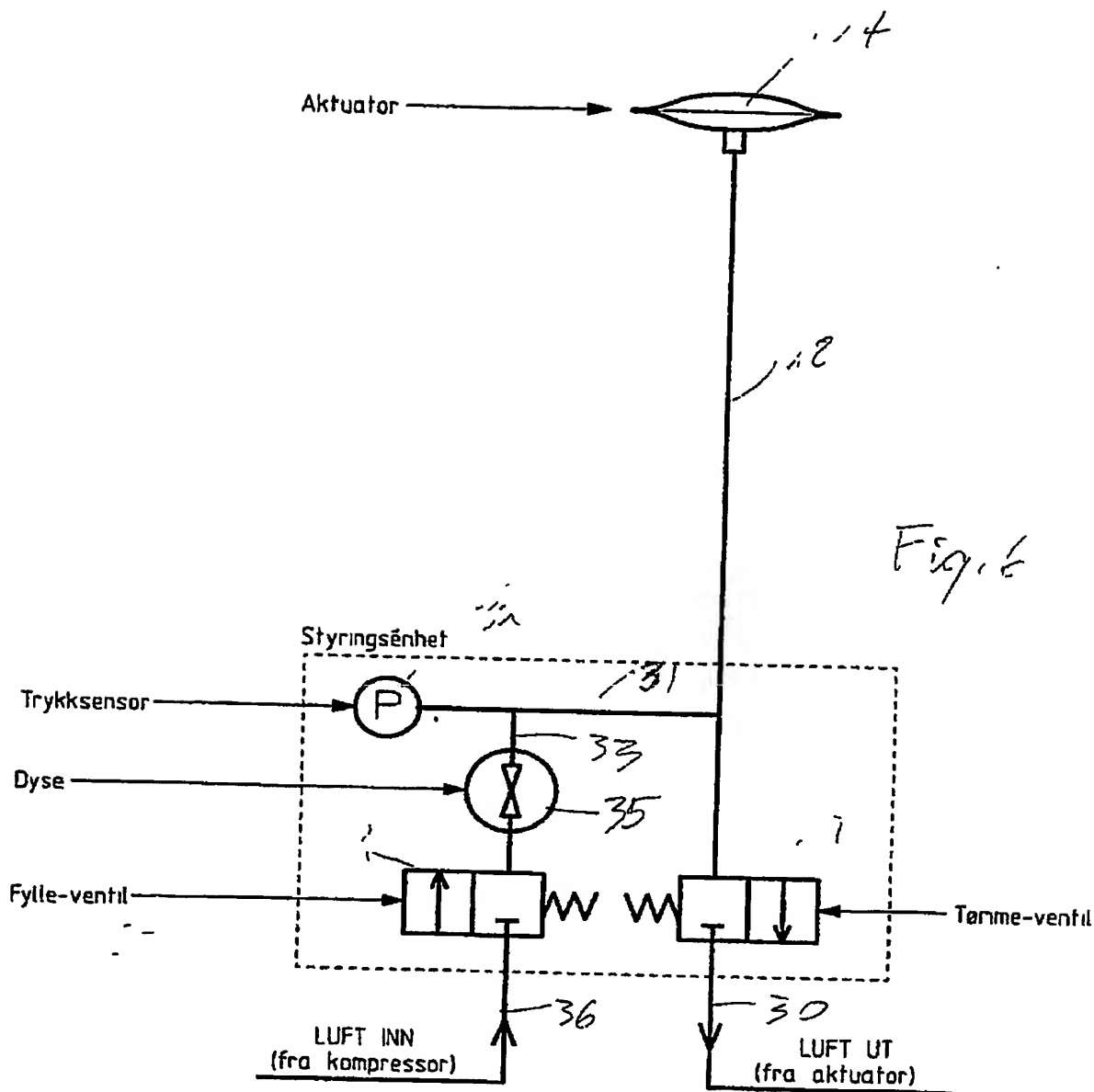
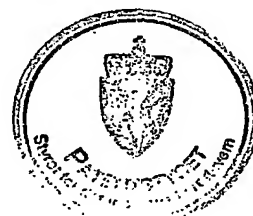


Fig. F





Styringsenheten kontrolleres av en prosessor
 Ved aktivering slipper fylle-ventilen luft inn i systemet Trykksensoren måler trykket i systemet
 og når en valgt maksimal-verdi er oppnådd stenges fylle-ventilen i stedet for at trykket måles
 i aktuatoren blir dette trykket simulert ved at systemtrykket måles etter en dyse
 Dysen tjener til å hindre en hurtig trykk-opbygning ved sensoren for å forhindre oversving i målingen
 ved åpning av fylle-ventilen Når aktuatoren skal returnere til hvile-posisjon åpner tømme-ventilen
 og holdes åpen til trykket er tilbake til null



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.